

健常成人の歩行動態に対する成形方法の異なる足底装具の効果 The effect of foot orthoses with different manufacturing methods on gait in healthy individuals

渡部 祥輝¹, 河辺 信秀², 田村 将希³
森川ほのか⁴, 横山 航大⁵

Yoshiteru Watanabe¹, Nobuhide Kawabe², Masaki Tamura³
Honoka Morikawa⁴, Kouta Yokoyama⁵

要旨：【目的】義肢装具士が作製した足底装具（FMPO）と即時的に作製した足底装具（FMI）が、健常成人の歩行動態において同様の効果が得られるかを明らかにすることであった。【方法】健常成人15名を対象とし、三次元動作解析装置、および足底圧分布計測装置を用いて、快適速度での歩行中の時間・空間因子や、運動学、運動力学的因子、足底圧を測定した。測定条件は、フラットインソール着用（CTL）、FMPO着用、およびFMI着用の3条件とした。【結果】足底圧において、CTLと比較しFMPO、FMIで、踵部の最大足底圧（PP）が有意に減少した。中足部のPP、および圧時間積分値（PTI）で、CTLに対し、FMPO、FMIで有意に増加し、FMPOがFMIよりも有意に増加していた。足圧中心（COP）外側動揺幅はCTLと比較して、FMPO、FMIで有意に減少していた。【結論】中足部のPPや、PTI、COP外側動揺幅の結果から、FMIはFMPOと同様に内側縦アーチの支持機能と、COP外側動揺幅を減少させる機能を有していることが示唆された。

キーワード：足底装具、歩行分析、運動学、足底圧

Abstract: [Purpose] The purpose of this study was to investigate whether foot orthoses manufactured immediately (FMI) would be as effective as foot orthoses manufactured by prosthetist and orthotist (FMPO) in the gait of healthy adults. [Methods] Spatio-temporal factors, kinematics, kinetic factors, and plantar pressure were measured in 15 healthy individuals while gait at a comfortable speed using a three-dimensional motion analysis device and a plantar pressure distribution measurement device. The measurement conditions were wearing a flat insole (CTL), FMPO, and FMI. [Results] The results showed that the maximum plantar pressure (PP) at the heel was significantly decreased in the FMPO and FMI conditions compared to the CTL condition. The midfoot PP and pressure time integral were significantly increased in FMPO and FMI compared with CTL, and FMPO was significantly increased than FMI. The COP lateral excursion was significantly decreased in FMPO and FMI compared to CTL. [Conclusion] The results of midfoot PP, PTI, and COP lateral sway width suggested that the FMI had a similar function as the FMPO in supporting the medial longitudinal arch and decreasing COP lateral sway width.

Key words: Foot orthoses, Gait analysis, Kinematics, Plantar pressure

受付日：2021年10月19日、採択日：2021年12月23日

¹ 東京工科大学 医療保健学部 リハビリテーション学科 理学療法専攻 〒144-8535 東京都大田区西蒲田5-23-22
Tel : 03-6424-2133 E-mail : watanabeyt@stf.teu.ac.jp

Major of Physical Therapy, Department of Rehabilitation, School of Health Sciences, Tokyo University of Technology
5-23-22 Nishikamata, Ota-ku, Tokyo 144-8535 Japan

² 東都大学 幕張ヒューマンケア学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, School of Makuhari Humancare, Tohto University

³ 医療法人社団 緑成会横浜総合病院 リハビリテーション部

Department of Rehabilitation, Yokohama General Hospital

⁴ 東京工科大学 医療保健学部 理学療法学科

Department of Physical Therapy, School of Health Sciences, Tokyo University of Technology

⁵ 医療法人社団 筑波記念会 筑波記念病院 リハビリテーション部

Department of Rehabilitation, Tsukuba Memorial Hospital

I. はじめに

足底装具は、扁平足や開張足といった足部の変形や、足底腱膜炎、アキレス腱炎、膝関節痛といった下肢の障害に対する治療に用いられている^{1,2)}。一般的に足底装具は足部の骨格構造を支持し、歩行時の衝撃の緩和や、足底圧を変化させることで、下肢の変形や、障害による症状を軽減するとされている³⁾。近年の健康需要の高まりを受け、健康者においても歩行の安定化や、歩行の快適さや歩容の改善を目的に、日常的に足底装具を使用することが多くなっており、足底装具は広く一般にも認知されてきている。

義肢装具士が作製する足底装具 (foot orthosis manufactured by prosthetist and orthotist, 以下, FMPO) は、ヒールカップや、足部の生理的アーチ構造の支持機能を有し、足の変形等に起因する疼痛の軽減や、増悪の予防、歩行の安定化や歩容改善を目的として作製される。FMPO は、義肢装具士による専門的な評価およびフットプリントを用いた採型にもとづき、個々の足の形状に最適化され作製される。しかし、いくつかの問題点が指摘されている。FMPO は採型から作製の過程において、作製者の技術的要因が大きく関わる。そのため、作製者間で足底装具の効果に変動が生じやすい⁴⁾。また、完成までにおおよそ1~2週間の時間を要するため、利用者が必要とする効果を、即時に享受できない。これらの問題を解決するために、近年、海外を中心に即時的に作製可能な方法で作られた足底装具 (foot orthosis manufactured immediately, 以下, FMI) が開発されている。この足底装具の特徴は、即時的に利用者の足に適合する素材を用いることで、採型から作製までの過程が必要なくなり、作製者の技術的要因による足底装具の効果の変動を防ぐことができる。また、その場でFMPOと同様にヒールカップや足部のアーチ構造を支持する構造を有し、利用者の足の状態に適した足底装具を作製することが可能なため、利用者が足底装具の効果を実時に享受できる。

先行研究において、足底装具の効果は、歩行やランニング中の下肢の運動特性の変化に関する調査がなされている。これまでの調査において、FMPOは歩行やランニング中の足底圧や、下肢関節の運動学的因子、運動力学的因子に影響を与えることが明らかとなっている^{5,6,7)}。一方、FMIに関しては、歩行やランニング中の後足部の運動学的因子に与える影響が報告されており、FMPOと比較して差がないことが示されている^{8,9)}。しかし、FMIの歩行中の足底圧、および下肢

関節の運動学的、運動力学的要因に対する影響の調査は限られており、これら歩行中の要因に対して、FMIがFMPOと同様の効果を有するかどうかは不明確である。この点が明らかとなれば、足底装具を利用する多くの人々に対し、効果的な足底装具を選択する際の有益な情報となる。

そこで、本研究は、健康成人を対象とし、作製方法の異なる2種類の足底装具が、歩行中の時間・空間的因子や足底圧、運動学、運動力学的因子に及ぼす影響を比較し、FMIがFMPOと同様の効果が歩行動作で得られるどうかを明らかとすることを目的とした。

II. 方法

1. 対象

対象は健康成人15名 (男性7名, 女性8名, 平均年齢: 41.9 ± 14.5 歳, 平均身長: 164.4 ± 7.7 cm, 平均体重: 63.3 ± 10.4 kg, 平均値 \pm 標準偏差で表記) とした。取り込み基準は、日常生活を送る上で問題のない歩行能力を有しており、足底装具の使用経験がないものとした。除外条件は、跛行を呈するもの、歩行に著しく影響を及ぼす整形外科疾患、神経疾患を有するもの、および既往のあるものとした。

本研究はヘルシンキ宣言に沿った研究であり、研究対象者に対し、書面と口頭で研究の目的、内容を十分に説明し、書面にて研究参加の同意を得た。本研究の実施にあたり、東京工科大学研究倫理委員会の承認を得た (承認番号: E20HS-025)。

2. 足底装具の条件

本研究は、測定用シューズにフラットインソール (以下, CTL), FMPO, および FMI を装着した3条件で歩行評価を実施した (図1)。CTLとして用いたフラットインソールは測定用シューズに付属している中

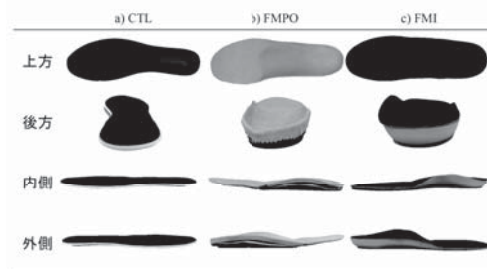


図1 本研究で用いた3つの足底装具の形状

a) はコントロール条件として用いたフラットインソールを示す。b) は義肢装具士が作製した foot orthosis manufactured by prosthetist and orthotist (FMPO) を示す。c) は即時的な方法で作製された foot orthosis manufactured immediately (FMI) を示す。

敷きとした。CTLは踵部と前足部の厚さに違いがない構造となっていたのに対し、FMPO、およびFMIは成形素材の影響で、前足部と比較し、後足部が厚い構造であった。(図2)測定用シューズは市販のランニングシューズ(Reebok社,米国)とし、対象者に適切なサイズのものを使用した。測定用シューズは歩行に有益、または有害となる構造上の特徴がないものを

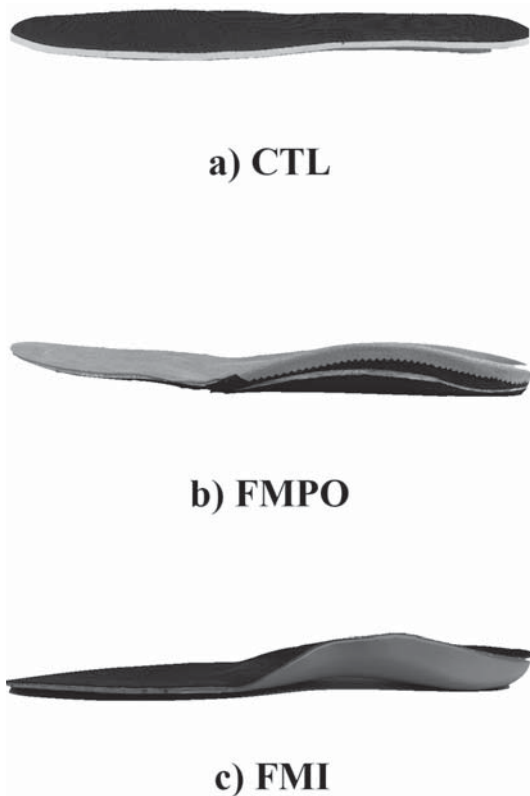


図2 本研究で用いた3つの足底装具の形状

a)のCTLは測定用シューズに付属する中敷きを使用した。前足部と後足部の厚みに差がなくフラットな形状であった。b)は義肢装具士が作製した足底装具(FMPO)を示し、成形素材の影響により前足部の厚さに対し、後足部が厚い形状となっていた。c)は即時的に作製された足底装具(FMI)を示し、成形素材の影響で前足部の厚さに対して、後足部が厚い構造となっていた。

選択した(図3)。

実験の参加に同意した対象者には、実験に先立ちFMPO作製のための足型採型、およびFMIの作製を行った。FMPOの作製に必要な足型採型には、フットプリント(Bauerfeind社製,ドイツ)を用いた。対象者に、フットプリント上で前方を注視した自然立位を取るよう指示し、両下肢に均等に荷重がかかるように注意した。フットプリントで得られた情報にもとづき、足底装具の作製に熟達した義肢装具士が作製を行った。FMPOは、5層で構成される積層型足底装具であった。第1層にはトップカバーとして合成皮革を使用し、第2層には、クッション材として架橋ポリウレタンフォーム、第3層には、足底装具全体の支持材として、エチレン-酢酸ビニル共重合樹脂、第4層には、芯材として熱可塑性樹脂、第5層には、アーチ部の支持材としてエチレン-酢酸ビニル共重合樹脂を用いた。ヒールカップによる踵骨の安定機能、内側アーチサポート、外側アーチサポートによるアーチサポート機能、およびメタルザルパットによる、横アーチの支持機能を有していた(図1-b)。

FMIには米国の病院で実際に使用されているORTHO-FIT®(ジャパン・ポダイアトリー・アソシエーション社,東京,特許番号:US7,017,218 B2)を用いた(図4)。ORTHO-FIT®は、後足部から中足部にかけて配置された特殊素材が、対象者の足関節底背屈0度、かつ距骨下関節中間位(以下、足部ニュートラルポジション)に即時的に適合し、最適なヒールカップ、およびアーチサポート機能を提供するといった特徴がある。FMIは3層構造であり、最上層はトップカバーとして合成繊維(ポリエステル)が使用され、中間層は成形層として、グラスファイバーおよび、ポリウレタン casting材、低層は芯材として熱可塑性樹脂ゴ



図3 本研究で使用した測定用ランニングシューズ

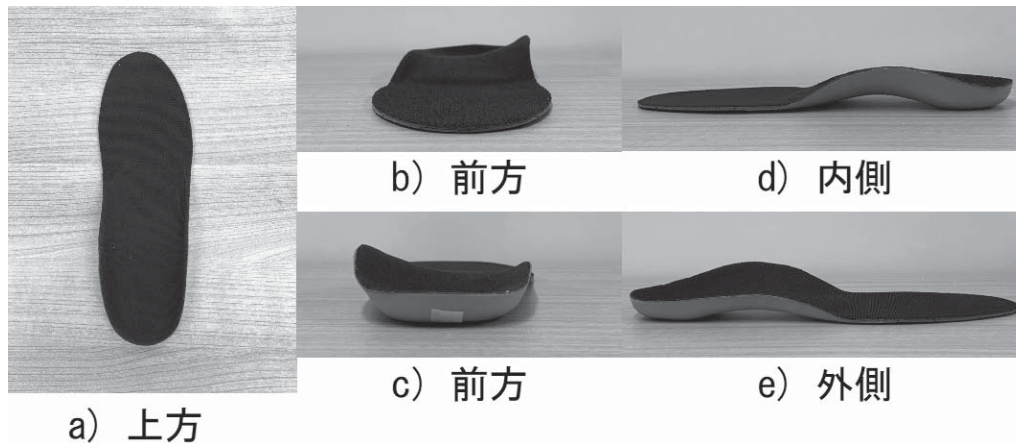


図4 本研究で用いた即時的に作製された足底装具 (FMI) の形状

ム弾性体が使用されていた。FMIの作製手順は、販売社の作製マニュアルに準じた。まず、後足部から中足部の特殊素材に水を注入したのち、靴に挿入して対象者に20m~30m歩行させた。その後、座位にて、足部ニュートラルポジションとなるように調整した後、15分姿勢を保持させた(図1-c)。

3. 実験手順

測定課題は、10m(前後助走区間:1.5m,測定区間:7m)平地歩行とした。対象者には、歩行路の開始位置から、前方を注視しながら快適速度で歩行を行うように指示した。測定順は、はじめにCTL条件での測定を行い、FMPO条件、およびFMI条件はランダムにて実施した。各条件での測定の前に、5分間の自由歩行時間を設けて、各条件での歩行に慣れるように配慮した。その後、各条件とも3回の測定を行い、その平均値を代表値とした。

4. 時間・空間データおよび運動学、運動力学データ

歩行中の時間・空間データ、および運動学、運動力学データは6台の赤外線カメラ(サンプリング周波数100Hz)と三次元動作解析装置(Vicon nexus Ver2.1.1, VICON社, 英国)、およびサンプリング周波数1000Hzの床反力計(OR6-6-2000, AMTI社, 米国)を用いた。赤外線反射マーカ($\phi=14$)39個をPlug-in gait model(VICON, 2016)に従って、体表面の骨ランドマークに貼付した。赤外線カメラにて歩行中のマーカ位置データを取得し、床反力計にて歩行中の床反力データを取得し、同期したパーソナルコンピュータに記録した。解析対象は、歩行路の測定区間における右下肢の1歩行周期とした。1歩行周期は、床反力データにもとづいて同定した。得られたデータはButter-

worth filter(遮断周波数6Hz)を用いて平滑化した後、踵に貼付したマーカ位置情報、身体重心(center of mass, 以下, COM)、および、足関節、膝関節、股関節の関節角度と関節モーメントの経時データを算出した。算出した経時データから、(1)右下肢各関節の関節角度(足関節最大背屈・底屈角度、膝関節最大屈曲・最小屈曲角度、股関節最大屈曲・伸展角度)、(2)関節モーメント(足関節最大背屈・底屈モーメント、膝関節最大屈曲・伸展モーメント、股関節最大屈曲・伸展モーメント)、(3)COMの左右移動幅、(4)立脚期、および遊脚期、二重支持時間、(5)歩幅、歩隔、歩行速度を算出した。立脚期、および遊脚期、二重支持期時間は1歩行周期(gait cycle, 以下GC)に占める割合として算出した。歩幅、歩隔、歩行速度は踵部のマーカの位置情報を用いて算出した。すべてのデータ処理は、Vicon nexus(Ver.2.1.1)、およびMicrosoft Excel for mac Ver.16.52(Microsoft社, 米国)を用いて行った。

5. 足底圧データ

歩行中の足圧分布は圧力分布計測システム(Pedarx, Novel社, ドイツ)を用いて測定した。サンプリング周波数50Hzにて、2つインソール型の圧力センサー(各99個の静電容量センサー内蔵)からの足底圧データを計測し、専用のパーソナルコンピュータに記録した。解析対象は、運動学データと同様の1歩行周期とした。1歩行周期は、圧データにもとづいて同定した。99個のセンサーをSobhaniらの方法¹⁰⁾に準じて、踵部(M1)、中足部(M2)、前足部内側(M3)、前足部中央(M4)、前足部外側(M5)、母趾(M6)、2~5趾(M7)の7つの領域に分割し(図5)、各領域における最大足底圧(peak pressure, 以下, PP)、

および圧時間積分値 (pressure time integral, 以下, PTI) を算出した。足底圧は各対象者の体重で標準化した。測定で得られた足圧中心 (center of pressure, 以下, COP) 軌跡データから COP 外側動揺幅を算出した。COP 外側動揺幅は、踵接地時の COP 座標とつま先離地時の COP 座標を結ぶ線に対する、COP 最外側座標の垂直距離と定義した (図 6)。すべてのデータ処理は、pedar-X に内装された解析ソフトと Microsoft Excel for mac Ver. 16.52 (Microsoft 社, 米国) を用いて行った。

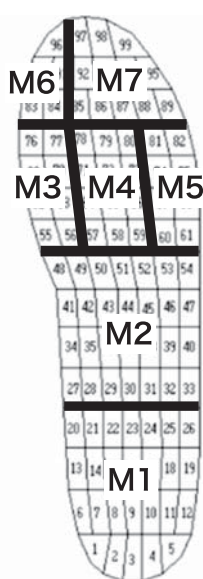


図 5 足底圧測定における足底領域の定義

M1 : 踵部, M2 : 中足部, M3 : 前足部内側, M4 : 前足部中央, M5 : 前足部外側, M6 : 母趾, M7 : 2~5趾

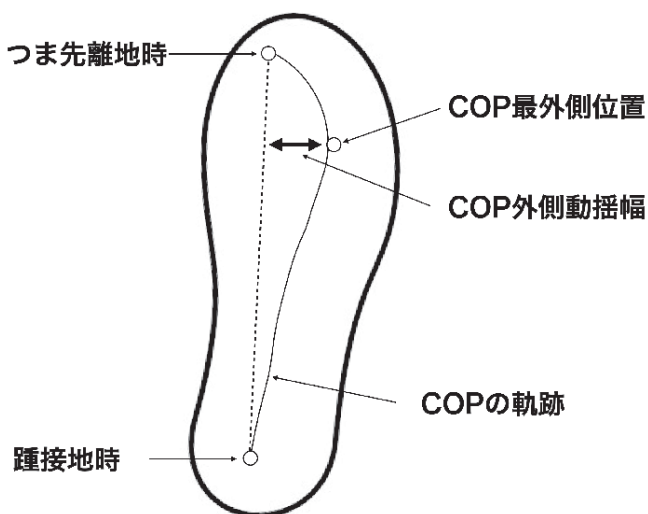


図 6 本研究で用いた, COP 外側動揺幅の定義

踵接地時の COP 座標とつま先離地時の COP 座標を結ぶ線に対する, COP 最外側座標の垂直距離と定義した。

6. 統計解析

算出したすべての項目に対し, Shapiro-Wilk 検定を用いて正規性の検討を行った後, 正規性が認められた項目には, 反復測定一元配置分散分析を行い, 事後検定として対応のある t 検定を Shaffer の方法で修正した多重比較法を用いて解析を行った。正規性が認められなかった項目には, Friedman 検定を行い, 事後検定として対応のある Wilcoxon の検定を Holm の方法で修正した多重比較を用いて解析を行った。統計学的有意水準は 5 % とした。すべての統計解析は, 改変 R コマンダー 4.0.2 (MacOS 版)¹¹⁾を用いて行った。

III. 結果

1. 歩行の時間・空間的因子 (表 1)

立脚期時間, および遊脚期時間, 二重支持期時間において, 3 条件間に有意差を認めなかった ($p > 0.05$)。同様に, 歩行速度, 歩幅, 歩隔においても 3 条件間に有意な差を認めなかった ($p > 0.05$)。

2. 運動学的・運動力学的因子 (表 1)

最大関節角度において, 足関節背屈角度で, CTL と比較して, FMPO, FMI ともに有意な減少がみられた ($p < 0.05$)。FMPO と FMI の間に有意な差は認めなかった ($p > 0.05$)。膝関節, 股関節においては, 最大関節角度で 3 条件間に有意差を認めなかった ($p > 0.05$)。

最大関節モーメントに関しては, 全ての下肢関節で 3 条件間に有意な差を認めなかった ($p > 0.05$)。

3. 身体重心 (COM) と足圧中心 (COP) (表 1)

COP 外側動揺幅において, CTL に対し, FMPO, および FMI で有意な減少がみられたが ($p < 0.05$), FMPO と FMI との間に有意差はみられなかった ($p > 0.05$)。COM においては, 3 つの条件間に有意な差を認めなかった ($p > 0.05$)。

4. 足底圧 (表 2)

PP では, M1 において, CTL に対し, FMPO, および FMI で有意な減少が認められた ($p < 0.05$)。FMPO と FMI の間に有意差は認められなかった ($p > 0.05$)。M2 では, CTL に対し, FMPO, FMI で有意な増加が認められ ($p < 0.05$), FMI と比較して, FMPO で有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。M3 から M7 では 3 条件間に有意な差を認めなかった ($p >$

表1 時間・空間的因子および、運動学、運動力学的因子の比較

parameters	CTL	FMPO	FMI
時間・空間因子			
立脚期時間 (%GC)	62.8±1.2	62.9±1.5	62.8±1.6
遊脚期時間 (%GC)	37.2±1.2	37.1±1.5	37.2±1.6
二重支持時間 (%GC)	12.0±1.2	12.6±1.6	12.6±1.7
歩幅 (cm)	70.3±4.8	70.0±4.3	70.9±4.3
歩隔 (cm)	7.2±2.1	6.3±2.5	5.8±2.4
歩行速度 (m/sec)	1.35±0.10	1.34±0.10	1.35±0.10
重心左右動揺幅 (cm)	3.1±0.7	2.9±0.8	2.8±0.7
COP 外側動揺幅 (cm)	9.2±3.8	6.6±2.7*	7.5±3.8*
足関節			
最大背屈角度 (deg)	17.7±4.4	15.9±3.9*	16.4±3.9*
最大底屈角度 (deg)	10.9±6.5	11.9±4.7	11.8±5.0
最大背屈モーメント (Nm/kg)	0.14±0.02	0.14±0.02	0.14±0.02
最大底屈モーメント (Nm/kg)	1.33±0.15	1.31±0.14	1.27±0.21
膝関節			
最大屈曲角度 (deg)	47.2±6.4	46.1±5.9	46.4±5.4
最小屈曲角度 (deg)	1.9±4.1	1.7±4.1	1.6±3.9
最大伸展モーメント (Nm/kg)	0.77±0.32	0.8±0.31	0.81±0.31
最大屈曲モーメント (Nm/kg)	0.39±0.15	0.4±0.17	0.4±0.16
股関節			
最大屈曲角度 (deg)	31.2±5.7	30.6±5.9	30.5±6.8
最大伸展角度 (deg)	14.7±4.7	15.1±5.1	15.5±5.1
最大伸展モーメント (Nm/kg)	0.74±0.27	0.70±0.26	0.70±0.26
最大屈曲モーメント (Nm/kg)	1.4±0.26	1.4±0.24	1.35±0.23

事後検定の結果のみを示す。数値は平均値 ±標準偏差を示す。

*p<0.05 vs control

CTL : control (コントロール), FMPO : foot orthosis manufactured by prosthetist and orthotist (義肢装具士が作製した足底装具), FMI : foot orthosis manufactured immediately (即時的に作製した足底装具), GC : gait cycle (歩行周期), COP : center of pressure (足圧中心)。

表2 各領域の最大足底圧 (PP) と圧時間積分値 (PTI) の比較

parameters	CTL	FMPO	FMI
最大値 (kPs/kg)			
M 1	2.45±0.33	2.21±0.42*	2.25±0.43*
M 2	0.70±0.31	0.98±0.33*	0.86±0.33* †
M 3	1.89±0.55	1.78±0.57	1.93±0.65
M 4	2.17±0.51	2.30±0.54	2.28±0.55
M 5	1.56±0.54	1.43±0.45	1.59±0.56
M 6	2.91±1.30	2.79±1.17	2.93±1.13
M 7	1.42±0.45	1.45±0.39	1.37±0.51
PTI (kPs·s/kg)			
M 1	0.52±0.09	0.51±0.11	0.49±0.11
M 2	0.18±0.12	0.31±0.12*	0.26±0.13* †
M 3	0.46±0.17	0.40±0.14	0.44±0.16
M 4	0.58±0.14	0.59±0.15	0.59±0.16
M 5	0.47±0.17	0.40±0.13	0.49±0.20 †
M 6	0.51±0.23	0.50±0.25	0.48±0.20
M 7	0.24±0.11	0.24±0.09	0.21±0.14

事後検定の結果のみを示す。Values are mean ± standard deviation

*p<0.05 vs control, † p<0.05 vs control

PP : peak pressure (最大足底圧), PTI : pressure time integra (圧時間積分値), CTL : Control (コントロール), FMPO : foot orthosis manufactured by prosthetist and orthotist (義肢装具士が作製した足底装具), FMI : foot orthosis manufactured immediately (即時的に作製した足底装具), M 1 : 踵部, M 2 : 中足部, M 3 : 前足部内側, M 4 : 前足部中央, M 5 : 前足部外側, M 6 : 母趾, M 7 : 2~5趾。

0.05)。

PTIでは、M2において、CTLに対し、FMPO、FMIで有意な増加が認められ ($p < 0.05$)、FMIと比較して、FMPOで有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。M5では、CTLに対して、FMPO、およびFMIの間に有意差は認めなかったが ($p > 0.05$)、FMPOと比較して、FMIで有意に高い値を示した ($p < 0.05$)。その他の領域では、3条件間に有意な差を認めなかった ($p > 0.05$)。

IV. 考 察

本研究はFMPOとFMIの2種類の足底装具が、歩行中の時間・空間的因子や足底圧、運動学、運動力学的因子に及ぼす影響の検討を行い、FMIがFMPOと同様の効果が歩行動作で得られるどうかを明らかにすることを目的に行った。その結果、CTLに対しFMPO、およびFMIは、足関節最大背屈角度の有意な減少、足底圧における中足部のPPの有意な増加、およびCOP外側動揺幅の有意な減少を認めた。これらの所見から、健常者の歩行において、FMIには足関節の運動学的要因や足底圧に対して、FMPOと同程度の効果を有することが示唆された。

先行研究において、足底装具によって内側縦アーチの支持が得られた場合、中足部の足底圧が上昇することが報告されている¹²⁾。本研究の結果、CTLに対して、FMPO、およびFMIで中足部のPPとPTIが有意に増加し、FMPOよりもFMIで有意に低い値を認めた。(PPにおける平均値、FMPO: 0.98kPs/kg vs. FMI: 0.86kPs/kg, PTIにおける平均値、FMPO: 0.31kPs·s/kg vs. FMI: 0.26kPs·s/kg)。このことから、本研究で使用したFMIはFMPOと比較するとわずかに劣るが、内側縦アーチを支持する機能を備えていたと言える。また、ヒールカップを備えた足底装具は踵部の足底圧を減少させる¹³⁾。本研究においても、CTLに対し、FMPOおよびFMIで踵部のPPが有意に低下していることから、本研究で用いたFMIは十分なヒールカップを備えていたと言える。

本研究の結果、CTLと比較し、FMPOおよびFMIでCOP外側動揺幅が有意に減少した。Chenらは、若年健常者を対象とし、アーチサポートを有した足底装具の歩行中のCOP変位に対する効果を調査している。その結果、足底装具着用により歩行中のCOP軌跡が内側に変位したことが報告されている¹⁴⁾。Janinらの調査においても、内側アーチサポートにより、歩

行中のCOP軌跡が内側に変位したことが報告されている¹⁵⁾。このことから、FMPO、およびFMIにおけるCOP外側動揺幅の減少は、2つの足底装具により内側縦アーチの支持が得られた結果を反映しているものであったと考えられた。歩行中のCOP外側動揺幅の評価は、歩行中の安定性を示す指標とされている¹⁶⁾。歩行中のCOP外側変位の増加は、歩行の不安定性と関連性が指摘されている¹⁷⁾。一方で、立脚期中のCOP外側動揺幅は歩行の安定性と高い負の相関が報告されており、COP外側動揺幅の減少は、安定性の増加と関連する¹⁸⁾。これらのことから、本研究で用いたFMPOおよびFMIは内側縦アーチを支持し、COPの外側動揺距離を減少させることで、歩行の安定性を高める効果を有する可能性があると言える。しかし、本研究では、健常者を対象としており、COP外側動揺幅の減少が、歩行安定性の改善につながったかどうかは明確に言及できない。そのため、今後、歩行が不安定な症例を対象とした調査を行う必要がある。

本研究の結果、下肢の関節運動では、最大背屈角度において、CTLと比較して、FMPOおよびFMIで有意な減少がみられた。しかし、膝関節、股関節の関節角度に有意差を認めなかった。özmanaevraらは、健常成人を対象に足底装具の運動学、運動力学的因子に与える効果を調査している。その結果、足底装具の着用により、足関節最大背屈角度が減少したことを報告しており、この効果は、足底全面を覆う足底装具の構造が影響した可能性を述べている⁶⁾。図2に示すように本研究におけるCTLでは踵部と前足部の厚みが同じ構造であったのに対し、FMPO、およびFMIは成形素材の影響で、前足部と比較し、後足部が厚い構造であった。踵部の厚い構造の足底装具は走行中の足関節背屈角度を軽減する¹⁹⁾とされているため、本研究でみられたCTLに対するFMPOとFMIでの最大足関節背屈角度の減少は、足底装具の踵部の厚みの影響であった可能性が考えられた。運動力学的因子に関して、Hajizadehらのシステマティックレビューおよびメタ解析では、ヒールカップとアーチサポートを有した足底装具の運動力学的因子に対する影響は明確ではないとされ、健常成人の足底装具に対する反応にばらつきがあることを指摘している²⁰⁾。本研究においても、対象者の足底装具に対する反応性の違いによって、運動力学的因子において、3条件間に違いがみられなかったと考えられた。

本研究の限界として5つの点が挙げられる。1つ目

として、FMIの長期的な歩行に対する影響は明確にできなかった点が挙げられる。足底装具は長期的な使用が予想されるため、長期的な効果の検証は重要となる。この点を明らかにするためには、長期的な介入研究を引き続き行っていく必要がある。2つ目として、本研究は健康者を対象に行なったため、FMIが扁平足や足趾の変形などの慢性的な障害を有する対象に同様の影響を及ぼすかどうか言及できない。この点を明らかにするためには、足部の慢性的な障害を有する対象に継続した調査を行う必要がある。3つ目に、本研究では、運動学的、運動力学的因子の測定項目として、下肢の大関節に焦点を当てた。足底装具は足部のアーチ構造の支持や踵骨の回内・回外運動を直接制御する作用を持つため、これらの構造体にFMIがどのような影響を及ぼしたかに関して、本研究では言及できなかった。FMIの足部構造に対する効果は三次元動作解析と並行して、X線などを用いた研究が必要となる。4つ目に、本研究では、作製方法の異なる2つの足底装具が歩行に与える影響を検討することを目的に行ったため、足底装具の足部アーチ支持構造やヒールカップの形状の違いが、歩行に及ぼす影響を検討することができなかった。足底装具の形状の違いが歩行に及ぼす影響は、効果的な足底装具を規定するために重要な情報となるため、今後、足底装具の構造の違いに着目した検討が必要と考える。最後に、本研究で用いた足底装具に対し、歩行中の影響を検討するためのアウトカムが適切でなかった可能性がある。そのため、アウトカムを変更し、継続した調査が必要である。

V. 結論

本研究は、健康成人を対象に、FMPOとFMIの2種類の足底装具が、歩行中の時間・空間的因子や足底圧、運動学、運動力学的因子に及ぼす影響の検討を行い、FMIがFMPOと同様の効果が歩行動作で得られるどうかを明らかとすることを目的に行った。その結果、FMIはFMPOと同程度に歩行中の足関節背屈角度の減少、および内側縦アーチを支持、歩行中のCOP外側動揺幅を減少させる機能を有することが示唆された。FMIの特徴である、即時的に利用者の足に適合する素材を用いている点を考慮すると、FMIはその場でFMPOと同程度の効果を提供することが可能な足底装具と言える。これは、健康な足底装具使用者に対して、足底装具を選択するための有益な情報となり得る。

引用文献

- 1) Bonanno DR, Landorf KB, Munteanu SE et al.: Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis. *Br. J. Sports Med.*, 2017, 51 (2): 86-96.
- 2) Hawke F, Burns J, Radford JA et al.: Custom-made foot orthoses for the treatment of foot pain. *Cochrane Database Syst. Rev.*, 2008, (3).
- 3) Collins N, Bisset L, McPoil T, et al.: Foot orthoses in lower limb overuse conditions: a systematic review and meta-analysis. *Foot Ankle Int.*, 2007, 28(3): 396-412.
- 4) Chevalier TL, Chockalingam N.: Effects of foot orthoses: how important is the practitioner?. *Gait & posture*, 2021, 35 (3): 383-388.
- 5) Healy A, Dave DN, Chockalingam N.: Effect of insole material on lower limb kinematics and plantar pressures during treadmill walking. *Prosthet Orthot Int.*, 2012, 36(1): 53-62.
- 6) Özmanevra R, Angin S, Günel I et al.: Effect of different insole materials on kinetic and kinematic variables of the walking gait in healthy people. *J Am Podiatr Med Assoc.*, 2018, 108(5): 390-396.
- 7) McMillan A, Payne C.: Effect of foot orthoses on lower extremity kinetics during running: a systematic literature review. *Journal of foot and ankle research*, 2008, 1(1): 1-8.
- 8) Davis IS, Zifchock RA, DeLeo AT: A comparison of rearfoot motion control and comfort between custom and semicustom foot orthotic devices. *J Am Podiatr Med Assoc.*, 2008, 98 (5): 394-403.
- 9) Zifchock RA, Davis IS: A comparison of semi-custom and custom foot orthotic devices in high-and low-arched individuals during walking. *Clinical biomechanics*, 2008, 23(10): 1287-1293.
- 10) Sobhan S, van den Heuvel E, Bredeweg S et al.: Effect of rocker shoes on plantar pressure pattern in healthy female runners. *Gait & posture*, 2014, 39(3): 920-925.
- 11) 対馬栄輝研究室ホームページ 改変 R コマンダー. <https://personal.hs.hirosaki-u.ac.jp/pteiki/research/stat/R/> (2021年9月20日引用)
- 12) Khodaei B, Saeedi H, Farzadi M et al.: Comparison of plantar pressure distribution in CAD-CAM and prefabricated foot orthoses in patients with flexible flatfeet. *The Foot*, 2017, 33: 76-80.
- 13) McCormick CJ, Bonanno DR, Landorf KB: The effect of customised and sham foot orthoses on plantar pressures. *Journal of foot and ankle research*, 2013, 6(1): 1-14.
- 14) Chen SJ, Krystyna Gielo-Perczak K: Effect of impeded medial longitudinal arch drop on vertical ground reaction force and center of pressure during static loading. *Foot Ankle Int.*, 2011, 32(1): 77-84.
- 15) Janin M, Dupui P: The effects of unilateral medial arch support stimulation on plantar pressure and center of pressure adjustment in young gymnasts. *Neurosci Lett.*, 2009, 461(3): 245-248.
- 16) Hahn ME, Chou LS: Age-related reduction in sagittal plane

- center of mass motion during obstacle crossing. *Journal of biomechanics*, 2004, 37(6): 837-844.
- 17) Hopkins JT, Coglianese M, Glasgow P et al.: Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2012, 22(2): 280-285.
 - 18) Choi HS, Baek YS: Effects of the degree of freedom and assistance characteristics of powered ankle-foot orthoses on gait stability. *PLoS ONE*, 2020, 15(11): e0242000.
 - 19) Mestelle Z, Kernozek T, Adkins KS et al.: Effect of heel lifts on patellofemoral joint stress during running. *Int. J. Sports Phys. Ther.*, 2017, 12(5): 711-717.
 - 20) Hajizadeh M, Desmyttere M, Carmona G et al.: Can foot orthoses impose different gait features based on geometrical design in healthy subjects? A systematic review and meta-analysis. *The Foot*, 2020, 42: 101646.